

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-80601

(P2015-80601A)

(43) 公開日 平成27年4月27日(2015.4.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

F 1

A 6 1 B

5/02

3 1 O B

テーマコード(参考)

4 C O 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号

特願2013-219891 (P2013-219891)

(22) 出願日

平成25年10月23日 (2013.10.23)

(71) 出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(74) 代理人 100095728

弁理士 上柳 雅善

(74) 代理人 100116665

弁理士 渡辺 和昭

(72) 発明者 井上 仁

山形県酒田市十里塚166番地3 東北エ
プソン株式会社内F ターム(参考) 4C017 AA09 AB02 AB03 AB08 AC28
BC16 CC02 EE01 FF17

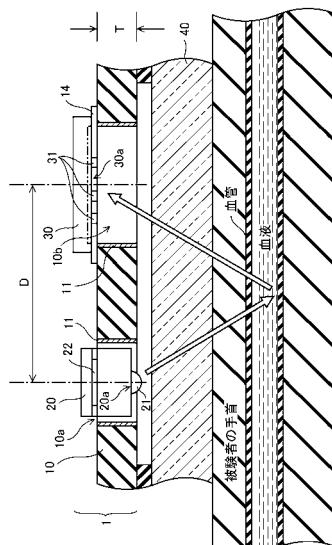
(54) 【発明の名称】 脈波センサー及びそれを用いた生体情報測定装置

(57) 【要約】

【課題】脈波センサーの厚さを薄くすると共に、脈波センサーのコストダウンを図る。

【解決手段】この脈波センサーは、互いに対向する第1の主面及び第2の主面を有し、該第1及び第2の主面を貫通する第1の開口部及び第2の開口部が形成され、少なくとも第1の開口部と第2の開口部との間に非透明な部分を含むセンサー基板と、第1の主面に実装され、第1の開口部内に挿入された発光面を有する発光素子と、第1の主面に実装され、発光素子の発光面から射出されて第2の主面側において反射された光が第2の開口部を通過して入射する検出面を有する反射光検出素子とを含む。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

互いに対向する第1の主面及び第2の主面を有し、該第1及び第2の主面を貫通する第1の開口部及び第2の開口部が形成され、少なくとも前記第1の開口部と前記第2の開口部との間に非透明な部分を含むセンサー基板と、

前記第1の主面に実装され、前記第1の開口部内に挿入された発光面を有する発光素子と、

前記第1の主面に実装され、前記発光素子の発光面から射出されて前記第2の主面側において反射された光が前記第2の開口部を通過して入射する検出面を有する反射光検出素子と、

を具備する脈波センサー。

【請求項 2】

前記センサー基板が、前記発光素子の発光面から前記センサー基板を介して前記反射光検出素子の検出面に入射する光によって前記反射光検出素子が反応しない程度の非透明性を有する、請求項1記載の脈波センサー。

【請求項 3】

前記センサー基板が、前記第1又は第2の開口部の側面に形成された反射層を含む、請求項1又は2記載の脈波センサー。

【請求項 4】

前記センサー基板が、前記第1又は第2の開口部の側面に形成されたメッキ層を含む、請求項1又は2記載の脈波センサー。

【請求項 5】

前記発光素子の発光面が、前記センサー基板の第2の主面よりも外側に突出しない、請求項1～4のいずれか1項記載の脈波センサー。

【請求項 6】

前記発光素子が、前記センサー基板の第2の主面よりも外側に突出するように発光面上に配置されたレンズ部をさらに有する、請求項5記載の脈波センサー。

【請求項 7】

前記発光素子及び前記反射光検出素子の複数の端子が、前記センサー基板の第1の主面に形成された複数の電極に、半田によってそれぞれ接続されている、請求項1～6のいずれか1項記載の脈波センサー。

【請求項 8】

前記反射光検出素子が、ACF(異方性導電フィルム)又はACP(異方性導電ペースト)を用いて、前記センサー基板の第1の主面に実装されている、請求項1～6のいずれか1項記載の脈波センサー。

【請求項 9】

前記第2の開口部の周囲において、前記反射光検出素子と前記センサー基板の第1の主面との間に、ACF(異方性導電フィルム)、ACP(異方性導電ペースト)、NCF(非導電性フィルム)、又は、NCP(非導電性ペースト)が充填されている、請求項1～8のいずれか1項記載の脈波センサー。

【請求項 10】

請求項1～9のいずれか1項記載の脈波センサーと、

前記センサー基板の第2の主面に対向して設けられた透明基板と、

前記脈波センサーから出力される脈波測定信号に基づいて脈拍間隔又は脈拍数を測定する回路部と、

前記回路部の測定結果を表示する表示部と、

前記表示部を第1の面において支持すると共に前記透明基板を第1の面に対向する第2の面において支持し、前記脈波センサー及び前記回路部を内蔵する筐体と、
を具備する生体情報測定装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、被験者の脈波を光学的に測定する脈波センサー、及び、そのような脈波センサーを用いた生体情報測定装置等に関する。

【背景技術】**【0002】**

心臓が収縮し、左心室から血液が大動脈に駆出されると大動脈の内圧に変化が生じ、さらに、その内圧変化が抹消動脈に伝達される。このような心臓の血液駆出に伴う血管の拍動（脈拍）の変化を波形として捉えたものを脈波という。心臓の動きそのものではなく、末梢血管系の容積変化を測定することによって、間接的に心電図と同様の意味を持つ情報が得られると言われている。10

【0003】

光電変換を利用した脈波測定においては、被験者の手首や手指や耳朶等を測定部位として、発光素子と受光素子とを有する脈波センサーが測定部位に装着される。その状態で、血液に吸収され易い波長を有する光が、発光素子から測定部位に向けて照射され、血管内を流れる血液による減衰量の変動を受けて、生体組織によって反射された反射光又は生体組織を透過した透過光が受光素子に入射する。さらに、受光素子が、入射した光を光電変換することにより、電気信号である脈波測定信号を生成する。

【0004】

ここで、発光素子から照射されて生体組織を介さずに受光素子に入射する光の強度が大きい場合には、脈波測定信号のS/N比が低下して脈波測定を正確に行うことができなくなるという問題がある。従って、脈波測定の精度を向上させるためには、発光素子から受光素子に直接的に入射する光を遮断する必要がある。20

【0005】

関連する技術として、特許文献1には、被験者の運動時における脈波を精度良く測定することを目的とする脈波センサーが開示されている。この脈波センサーは、発光部から生体に光を照射して生体内を透過した光の強度を受光部で検出することにより脈波データを取得する光センサー部を備えた脈波センサーであって、光センサー部が、枠形状のケースと、該ケースを発光部が載置される第1領域と受光部が載置される第2領域とに分割する遮光壁とを有する構成とされている。30

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】**

【特許文献1】特開2013-63203号公報（段落0006-0007、図4）

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

しかしながら、特許文献1においては、光センサー部が、枠形状のケースと、該ケースを発光部が載置される第1領域と受光部が載置される第2領域とに分割する遮光壁とを有することにより、脈波センサーの厚さを薄くすることができなかった。また、枠形状のケース及び遮光壁を設けるために、脈波センサーのコストが上昇していた。そこで、本発明の1つの目的は、脈波センサーの厚さを薄くすると共に、脈波センサーのコストダウンを図ることである。また、本発明の他の目的は、そのような脈波センサーを用いた生体情報測定装置等を提供することである。40

【課題を解決するための手段】**【0008】**

以上の課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る脈波センサーは、互いに対向する第1の主面及び第2の主面を有し、該第1及び第2の主面を貫通する第1の開口部及び第2の開口部が形成され、少なくとも第1の開口部と第2の開口部との間に非透明な部分を含むセンサー基板と、第1の主面に実装され、第1の開口部内に挿入された発光面を有50

する発光素子と、第1の主面に実装され、発光素子の発光面から射出されて第2の主面側において反射された光が第2の開口部を通過して入射する検出面を有する反射光検出素子とを具備する。

【0009】

本発明の1つの観点によれば、センサー基板が、少なくとも第1の開口部と第2の開口部との間に非透明な部分を含んでいるので、この非透明な部分が、発光素子と反射光検出素子との間を遮光する遮光壁として機能する。従って、発光素子と反射光検出素子との間を遮光するために特別な遮光部品をセンサー基板に設ける必要がないので、脈波センサーの厚さを薄くすると共に、脈波センサーのコストダウンを図ることができる。

【0010】

ここで、センサー基板が、発光素子の発光面からセンサー基板を介して反射光検出素子の検出面に入射する光によって反射光検出素子が反応しない程度の非透明性を有することが望ましい。その場合には、発光素子の発光面からセンサー基板を介して反射光検出素子の検出面に入射する光によって脈波測定信号のS/N比が劣化するおそれがなくなる。

【0011】

以上において、センサー基板が、第1又は第2の開口部の側面に形成された反射層を含むようにしても良い。反射層が、発光素子から射出される光を反射することにより、発光素子の発光面からセンサー基板を介して反射光検出素子の検出面に入射する光を減少させることができる。

【0012】

あるいは、センサー基板が、第1又は第2の開口部の側面に形成されたメッキ層を含むようにしても良い。メッキ層が、発光素子から射出される光を反射又は減衰させることにより、発光素子の発光面からセンサー基板を介して反射光検出素子の検出面に入射する光を減少させることができる。その場合には、スルーホールを有する一般的な両面配線基板の製造工程を利用して、センサー基板の第1の開口部又は第2の開口部の側面にメッキ層を形成することができる。

【0013】

発光素子の発光面は、センサー基板の第2の主面よりも外側に突出しないことが望ましい。その場合には、発光素子の発光面から射出される光の広がりが抑制されるので、生体組織以外の物体によって反射されて反射光検出素子の検出面に入射する光の量を低減することができる。

【0014】

また、発光素子が、センサー基板の第2の主面よりも外側に突出するように発光面上に配置されたレンズ部をさらに有しても良い。レンズ部を設けることにより、発光素子の発光面から射出される光を収束させると共に、レンズ部をセンサー基板の第2の主面よりも外側に突出させることにより、レンズ部を設けるためにセンサー基板を厚くする必要がなくなる。

【0015】

発光素子及び反射光検出素子の複数の端子は、センサー基板の第1の主面に形成された複数の電極に、半田によってそれぞれ接続されても良い。その場合には、一般的な表面実装技術を用いることができる。

【0016】

あるいは、反射光検出素子が、ACF(異方性導電フィルム)又はACP(異方性導電ペースト)を用いて、センサー基板の第1の主面に実装されても良い。その場合には、横方向に並ぶ端子間の間隔が狭くても、端子間の短絡を生じることなく反射光検出素子を実装することができる。

【0017】

また、第2の開口部の周囲において、反射光検出素子とセンサー基板の第1の主面との間に、ACF(異方性導電フィルム)、ACP(異方性導電ペースト)、NCF(非導電性フィルム)、又は、NCP(非導電性ペースト)が充填されても良い。その場合には、

10

20

30

40

50

反射光検出素子とセンサー基板の第1の主面との間の隙間が塞がれるので、センサー基板の第1の主面側から反射光検出素子の検出面に漏れこむ光を遮断して、脈波測定信号のS/N比を向上させることができる。

【0018】

さらに、本発明の1つの観点に係る生体情報測定装置は、上記いずれかの脈波センサーと、センサー基板の第2の主面に対向して設けられた透明基板と、脈波センサーから出力される脈波測定信号に基づいて脈拍間隔又は脈拍数を測定する回路部と、回路部の測定結果を表示する表示部と、表示部を第1の面において支持すると共に透明基板を第1の面に對向する第2の面において支持し、脈波センサー及び回路部を内蔵する筐体とを具備する。本発明の1つの観点によれば、生体情報測定装置の筐体に内蔵される脈波センサーの厚さが薄いので、生体情報測定装置の厚さも薄くすることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の一実施形態に係る脈波センサー及びその周辺を示す一部断面図。

【図2】図1に示す脈波センサーの組立図。

【図3】図1に示す脈波センサーを用いた生体情報測定装置の外観を示す模式図。

【図4】図1に示す脈波センサーを用いた生体情報測定装置の構成例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、重複する説明を省略する。

20

本発明に係る脈波センサーは、例えば、脈波測定機能及び計時機能を備えた腕時計型の生体情報測定装置、又は、タブレット形状を有する生体情報測定装置に組み込まれて使用される。以下においては、一例として、腕時計型の生体情報測定装置に組み込まれた脈波センサーについて説明する。

【0021】

図1は、本発明の一実施形態に係る脈波センサー及びその周辺を示す一部断面図である。図1に示すように、脈波センサー1は、センサー基板10と、発光素子20と、反射光検出素子30とを含んでいる。センサー基板10は、互いに對向する第1の主面(図中上面)及び第2の主面(図中下面)を有し、第1及び第2の主面を貫通する第1の開口部10a及び第2の開口部10bが形成されている。センサー基板10としては、例えば、ガラスエポキシ基板を用いることができる。

30

【0022】

発光素子20は、センサー基板10の第1の主面に実装され、第1の開口部10a内に挿入された発光面20aを有し、発光面20aから光を射出する。発光素子20としては、例えば、供給される駆動電流に応じた強度を有する光を射出するLED(発光ダイオード)を用いることができる。発光色としては、血液に吸収され易い波長を有する色(例えば、青色)が適している。発光素子20は、発光面20a上に配置されたレンズ部21をさらに有しても良い。レンズ部21を設けることにより、発光素子20の発光面20aから射出される光を収束させることができる。

40

【0023】

反射光検出素子30は、センサー基板10の第1の主面に実装され、発光素子20の発光面20aから射出されてセンサー基板10の第2の主面側において反射された光が第2の開口部10bを通過して入射する検出面30aを有している。図1に示すように、反射光検出素子30の検出面30aは、センサー基板10側(図中下側)を向いている。反射光検出素子30は、検出面30aに入射する光を光電変換することにより、電気信号である脈波測定信号を生成する。反射光検出素子30としては、例えば、入射する光の強度に応じた検出電流を出力するP.D.(フォトダイオード)を用いることができる。

【0024】

センサー基板10の第2の主面に対向して、生体情報測定装置の一部である透明基板4

50

0が設けられている。透明基板40の材料としては、例えば、ガラス又はアクリルを用いることができる。センサー基板10及び透明基板40は、生体情報測定装置の筐体によって支持されている。生体情報測定装置が被験者の手首に装着された際に、透明基板40は、被験者の手首に向けられる。従って、発光素子20の発光面20aから射出された光は、被験者の手首に入射する。

【0025】

被験者の手首に入射した光は、被験者の表皮を透過して、その奥にある真皮の中の血管に到達する。血管に到達した光の一部は、血管内を流れる血液によって吸収される。一方、血管に到達した光の内で血液によって吸収されなかった光の一部は、生体組織における散乱等を経た後に、反射光として反射光検出素子30の検出面30aに到達する。

10

【0026】

ここで、被験者の血管（特に、動脈）は、心拍と同じ周期で膨張と収縮とを繰り返している。従って、血管内を流れる血液による光の減衰量は、血管の膨張及び収縮の周期と同じ周期で時間的に変動する。そこで、被験者の血管を通過した光の強度を検出することにより、被験者の脈波を測定することができる。反射光検出素子30から出力される脈波測定信号は、測定部位における血管の容積変化を表す成分を有するものとなる。

【0027】

このような脈波センサー1の測定原理から分かるように、発光素子20から照射されて生体組織を介さずに反射光検出素子30に入射する光の強度が大きい場合には、脈波測定信号のS/N比が低下して脈波測定を正確に行うことができない。従って、脈波測定の精度を向上させるためには、発光素子20から反射光検出素子30に直接的に入射する光を遮断する必要がある。

20

【0028】

そのために、本実施形態においては、センサー基板10が、少なくとも第1の開口部10aと第2の開口部10bとの間に非透明な部分を含んでいる。これにより、センサー基板10の非透明な部分が、発光素子20と反射光検出素子30との間を遮光する遮光壁として機能する。従って、発光素子20と反射光検出素子30との間を遮光するために特別な遮光部品をセンサー基板10に設ける必要がないので、脈波センサー1の厚さを薄くすると共に、脈波センサー1のコストダウンを図ることができる。

30

【0029】

ここで、センサー基板10が、発光素子20の発光面20aからセンサー基板10を介して反射光検出素子30の検出面30aに入射する光によって反射光検出素子30が反応しない程度の非透明性を有していることが望ましい。その場合には、発光素子20の発光面20aからセンサー基板10を介して反射光検出素子30の検出面30aに入射する光によって脈波測定信号のS/N比が劣化するおそれがなくなる。

【0030】

センサー基板10が遮光壁として機能するためには、センサー基板10自体が、発光素子20から射出される光に対して低い透過率を有しても良い。あるいは、図1に示すように、センサー基板10が、第1の開口部10a又は第2の開口部10bの側面に形成された反射層又はメッキ層11を含んでも良い。反射層が、発光素子20から射出される光を反射し、又は、メッキ層が、発光素子20から射出される光を反射又は減衰させることにより、発光素子20の発光面20aからセンサー基板10を介して反射光検出素子30の検出面30aに入射する光を減少させることができる。

40

【0031】

一般的に、両面配線基板の場合には、スルーホールの壁面に無電解メッキにより銅(Cu)等の金属層を形成する方法が採用されている。従って、スルーホールを有する一般的な両面配線基板の製造工程を利用して、センサー基板10の第1の開口部10a又は第2の開口部10bの側面に、銅(Cu)又は銅合金等の金属の反射層又はメッキ層11を形成することができる。例えば、反射層又はメッキ層11の材料として、銅(Cu)を50%～70%、ニッケル(Ni)を5%～30%、亜鉛(Zn)を10%～30%含む洋白

50

を用いても良い。

【0032】

図1において、発光素子20の中心軸と反射光検出素子30の中心軸との間の距離Dは、例えば、2mmであり、センサー基板10の厚さTは、例えば、0.65mmである。ここで、発光素子20の発光面20aが、センサー基板10の第2の主面よりも外側に突出しないことが望ましい。その場合には、発光素子20の発光面20aから射出される光の広がりが抑制されるので、生体組織以外の物体（透明基板40等）によって反射されて反射光検出素子30の検出面30aに入射する光の量を低減することができる。

【0033】

ただし、発光素子20がレンズ部21を有する場合には、発光素子20の発光面20aから射出される光がレンズ部21によって収束されるので、レンズ部21は、センサー基板10の第2の主面よりも外側に突出しても良い。これにより、レンズ部21を設けるためにセンサー基板10を厚くする必要がなくなる。

【0034】

図2は、図1に示す脈波センサーの組立図である。図2に示すように、発光素子20は、複数の端子22を有している。また、反射光検出素子30も、複数の端子31を有している。発光素子20及び反射光検出素子30の複数の端子は、センサー基板の第1の主面に形成された複数の電極12及び13に、半田によってそれぞれ接続されても良い。

【0035】

その場合には、一般的な表面実装技術を用いることができる。即ち、クリーム半田印刷機を用いてセンサー基板10上への半田印刷を行った後に、チップマウンターを用いて発光素子20及び反射光検出素子30の実装を行い、発光素子20及び反射光検出素子30が実装されたセンサー基板10をリフロー炉に投入して半田を熔融させることにより、冷却後に発光素子20及び反射光検出素子30がセンサー基板10に固定される。

【0036】

あるいは、反射光検出素子30は、図2に示すACF (Anisotropic Conductive Film : 異方性導電フィルム) 又はACP (Anisotropic Conductive Paste : 異方性導電ペースト) 14を用いて、センサー基板10の第1の主面にフリップチップボンディングによって実装されても良い。

【0037】

ACFは、微細な導電性粒子を熱硬化性樹脂に混ぜ合わせたものを膜状に成型して作製されたフィルムである。ここで、導電性粒子は、例えば、内側からニッケル層、金メッキ層、最も外側に絶縁層が重ねられた直径3μm～5μm程度の球体である。また、ACPは、導電性粒子を樹脂内に拡散させて作製されたペーストであり、フィルムとして成型されていない点がACFと異なる。

【0038】

反射光検出素子30の実装にACFを用いる場合には、反射光検出素子30の端子31とセンサー基板10の電極13との間にACFを挟み、ヒーター等で熱を加えながら弾力を有するゴム等のパッドで反射光検出素子30を加圧すると、端子31の凸部が当るフィルム部分のみに圧力がかかる。

【0039】

その結果、フィルム内に分散している導電性粒子が接触しながら重なり、やがて押し付けられ、導電性粒子内のメッキ層同士が結合することによって縦方向（センサー基板10の第1の主面と略直交する方向）の導電経路が形成される。これにより、反射光検出素子30の端子31とセンサー基板10の電極13とが電気的に接続される。

【0040】

一方、圧力がかからなかったフィルム部分における導電性粒子は、絶縁層を保持しているので、横方向（センサー基板10の第1の主面に略平行な方向）に並ぶ端子間の絶縁は保持される。即ち、縦方向には導電性を有し横方向には絶縁性を有する異方性が実現される。これにより、横方向に並ぶ端子間の間隔が狭くとも、端子間の短絡を生じることなく

10

20

30

40

50

反射光検出素子 30 を実装することができる。

【0041】

さらに、ACF 又はACP14 は、第2の開口部 10b の周囲に亘って、反射光検出素子 30 とセンサー基板 10 の第1の主面との間に充填されても良い。あるいは、図2に示すように、NCF (Non-Conductive Film: 非導電性フィルム) 又は NCP (Non-Conductive Paste: 非導電性ペースト) 15 が、第2の開口部 10b の周囲に亘って、反射光検出素子 30 とセンサー基板 10 の第1の主面との間に充填されても良い。NCF 又は NCP は、樹脂を主成分とし、電子部品を基板に接着するためのフィルム又はペーストである。

【0042】

これにより、反射光検出素子 30 とセンサー基板 10 の第1の主面との間の隙間が塞がれるので、センサー基板 10 の第1の主面側から反射光検出素子 30 の検出面 30a に漏れこむ光を遮断して、脈波測定信号の S/N 比を向上させることができる。また、これらのフィルム又はペーストは、流動性が小さいので、反射光検出素子 30 の検出面 30a まで流れ出すおそれがない。

【0043】

図3は、図1に示す脈波センサーを用いた生体情報測定装置の外観の一例を示す模式図である。この生体情報測定装置は、腕時計を模した形状を有しており、脈波測定機能に加えて、通常の腕時計としての計時機能を備えている。生体情報測定装置の筐体 2 には、バンド 3 が取り付けられており、バンド 3 を被験者の手首に巻きつけて締めることにより、生体情報測定装置が被験者の身体に装着される。

【0044】

筐体 2 の外周部には、複数のボタンスイッチ 4 が設けられている。それらのボタンスイッチ 4 は、脈波の測定開始、測定終了、測定結果のリセット、及び、時刻設定等の各種の命令を入力するために用いられる。筐体 2 は、第1の面(表面)において、長方形状の表示面を有する表示部 9 を支持している。表示部 9 には、測定結果として脈拍間隔又は脈拍数が表示され、あるいは、通常の腕時計と同様に時刻が表示される。一方、筐体 2 は、第1の面に対向する第2の面(裏面)において、図1に示す透明基板 40 を支持している。ただし、図3に示す生体情報測定装置は、本実施形態に係る生体情報測定装置の一例に過ぎず、本実施形態に係る生体情報測定装置は、被験者の手首以外の部位に装着されるようにしても良い。

【0045】

図4は、図1に示す脈波センサーを用いた生体情報測定装置の構成例を示すブロック図である。なお、図4においては、計時機能に関する構成は省略されている。図4に示すように、生体情報測定装置は、脈波センサー 1 と、アナログ回路 5 と、演算処理回路 6 と、データ格納部 7 と、音声出力部 8 と、表示部 9 とを含んでいる。ここで、脈波センサー 1 ~ 音声出力部 8 は、図3に示す筐体 2 に内蔵されている。また、アナログ回路 5 ~ 演算処理回路 6 は、脈波センサー 1 から出力される脈波測定信号に基づいて脈拍間隔又は脈拍数を測定する回路部を構成している。

【0046】

アナログ回路 5 は、駆動回路 51 と、I/V 変換回路 52 と、アンプ 53 とを含んでいる。駆動回路 51 は、脈波センサー 1 の発光素子 20 に駆動電流を供給することにより、発光素子 20 を発光させる。I/V 変換回路 52 は、脈波センサー 1 の反射光検出素子 30 から出力される検出電流(脈波測定信号)を電圧に変換して、その電圧をアンプ 53 に出力する。アンプ 53 は、I/V 変換回路 52 から出力される電圧を增幅して、増幅された電圧を演算処理回路 6 に出力する。

【0047】

演算処理回路 6 は、A/D 変換回路 61 と、CPU(中央演算装置) 62 と、RAM(ランダムアクセスメモリー) 等の揮発性メモリー 63 と、ROM(リードオンリーメモリー) 等の不揮発性メモリー 64 とを含んでいる。A/D 変換回路 61 は、アンプ 53 から

10

20

30

40

50

出力される電圧をアナログ／ディジタル変換することによって脈波測定データを生成し、脈波測定データをC P U 6 2に出力する。

【0 0 4 8】

C P U 6 2は、揮発性メモリー6 3をワークエリアとして利用しつつ、不揮発性メモリー6 4に記憶されている脈波解析プログラムに従って動作する。脈波解析プログラムは、脈波解析処理をC P U 6 2に実行させる。脈波解析処理において、C P U 6 2は、A / D変換回路6 1から出力される脈波測定データに基づいて脈拍間隔又は脈拍数を測定し、その測定結果をデータ格納部7に格納する。さらに、C P U 6 2は、測定終了を知らせる音声を音声出力部8から出力させると共に、測定された脈拍間隔又は脈拍数を表示部9に表示させる。

10

【0 0 4 9】

次に、図3及び図4に示す生体情報測定装置の動作について説明する。被験者が、ボタンスイッチ4を用いて、脈波の測定開始の命令を入力すると、演算処理回路6のC P U 6 2は、駆動回路5 1に発光素子2 0の発光を開始させる。これにより、発光素子2 0から射出された光が被験者の手首に入射する。

【0 0 5 0】

被験者の手首に入射した光の一部は、血管を通過して反射され、反射光検出素子3 0に入射する。これにより、反射光検出素子3 0は、測定部位における血管の容積変化を表す成分を有する脈波測定信号を出力する。反射光検出素子3 0から出力される脈波測定信号は、アナログ回路5において処理され、演算処理回路6のA / D変換回路6 1によって脈波測定データに変換されて、C P U 6 2に供給される。

20

【0 0 5 1】

C P U 6 2は、脈波測定データに基づいて脈拍間隔又は脈拍数を測定し、その測定結果をデータ格納部7に格納する。例えば、C P U 6 2は、脈波測定データの値にピークが現れる度に、最新のピークと1つ前のピークとの間の時間差を求め、この時間差を脈拍間隔としてデータ格納部7に格納する。また、C P U 6 2は、脈波測定データの値における所定時間（例えば、1分間）毎のピークの出現数をカウントし、カウントされた数を脈拍数としてデータ格納部7に格納する。さらに、C P U 6 2は、データ格納部7に格納された脈拍間隔又は脈拍数を、測定結果として表示部9に表示させる。

30

【0 0 5 2】

上記の実施形態においては、腕時計型の生体情報測定装置に組み込まれた脈波センサーについて説明したが、本発明は、以上説明した実施形態に限定されるものではない。例えば、本発明は、被験者の手指や耳朶等を測定部位とする生体情報測定装置においても利用可能であり、当該技術分野において通常の知識を有する者によって、本発明の技術的思想内で多くの変形が可能である。

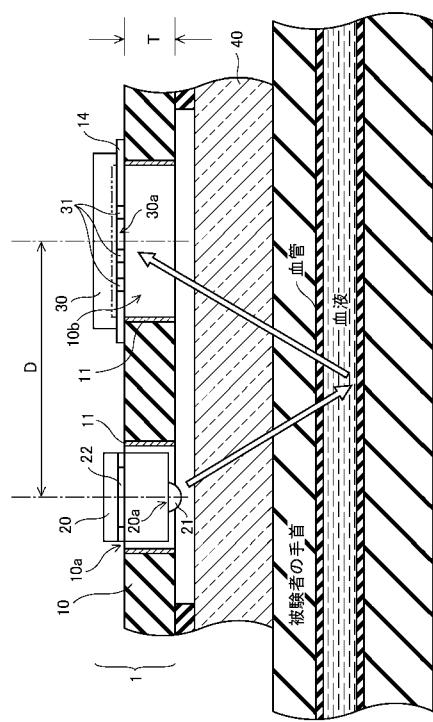
【符号の説明】

【0 0 5 3】

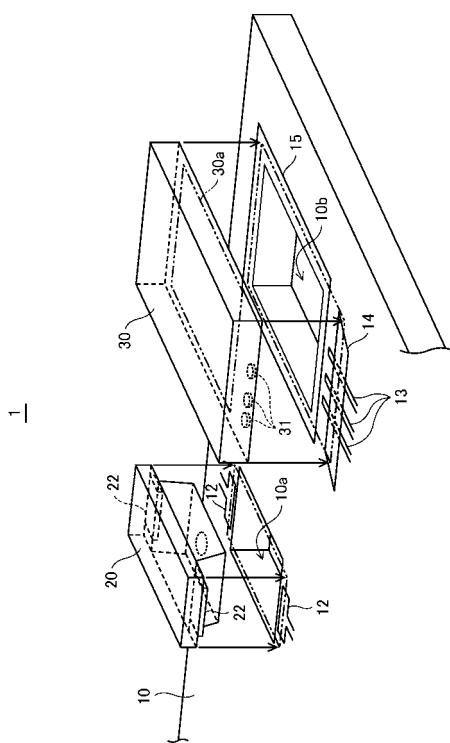
1 ... 脈波センサー、1 0 ... センサー基板、1 0 a、1 0 b ... 開口部、1 1 ... 反射層又はメッキ層、1 2、1 3 ... 電極、1 4 ... A C F又はA C P、1 5 ... N C F又はN C P、2 0 ... 発光素子、2 0 a ... 発光面、2 1 ... レンズ部、2 2 ... 端子、3 0 ... 反射光検出素子、3 0 a ... 検出面、3 1 ... 端子、4 0 ... 透明基板、2 ... 筐体、3 ... バンド、4 ... ボタンスイッチ、5 ... アナログ回路、5 1 ... 駆動回路、5 2 ... I / V変換回路、5 3 ... アンプ、6 ... 演算処理回路、6 1 ... A / D変換回路、6 2 ... C P U、6 3 ... 挥発性メモリー、6 4 ... 不揮発性メモリー、7 ... データ格納部、8 ... 音声出力部、9 ... 表示部

40

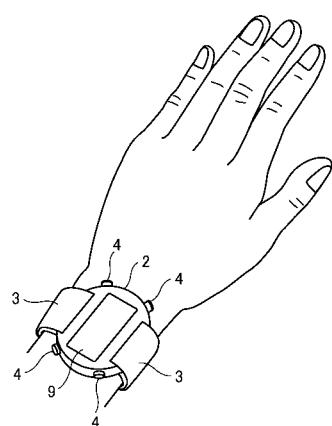
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

